

Medição e análise das vibrações transmitidas ao antebraço de uma jogadora de ténis: um estudo de caso

Dissertação apresentada às provas de Mestrado em Ciências do Desporto, realizado no âmbito do Curso de 2º Ciclo em Treino de Alto Rendimento, nos termos do Decreto-Lei nº74/2006 de 24 de Março

Orientador: Professor Doutor Filipe Conceição

Co-Orientador: Professor Doutor Mário Vaz

Raquel Francisca da Silva Mateus

Porto, Setembro 2017

Mateus, R. (2017) *Medição e análise das vibrações transmitidas ao antebraço de uma jogadora de ténis: um estudo de caso*. Porto: R. Mateus. Tese de Mestrado para a obtenção do Grau de Mestre em Treino de Alto Rendimento, apresentado à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto

Palavras-chave: TÉNIS, RAQUETE, RIGIDEZ, ACELEROMETRIA, LESÕES

Agradecimentos

Ao meu orientador, **Professor Doutor Filipe Conceição**, pela orientação e partilha de conhecimento, mas, acima de tudo, por sempre ter acreditado em mim.

Ao meu co-orientador, **Professor Doutor Mário Vaz**, pelas palavras de motivação e pelo entusiasmo que sempre demonstrou por este trabalho.

Ao **Engenheiro Nuno Viriato Ramos**, pela simpatia, disponibilidade e ajuda nos momentos mais críticos.

Ao **Professor Doutor Hernâni Lopes**, não só pela amabilidade e pelo seu papel facilitador, nomeadamente na disponibilização dos equipamentos, mas também na ajuda prestada, crucial na recolha e processamento dos dados.

Ao **Centro de Desporto da Universidade do Porto (CDUP)**, pela cedência das instalações do Pavilhão Luís Falcão para a realização deste projeto.

À **Faculdade de Desporto da Universidade do Porto (FADEUP)**, por todos os ensinamentos e experiências proporcionados ao longo destes cinco anos.

A **todos os professores** que tive até hoje, pelas indicações, reparos e elogios que me foram fazendo, fundamentais no meu processo de maturação e crescimento.

Ao **ténis**, pelos valores que me transmitiu e pela sua contribuição fundamental na definição do que sou enquanto pessoa.

Aos **meus colegas de trabalho da Decathlon Matosinhos**, pelo reconhecimento do meu trabalho e pelo carinho que todos me têm dado diariamente.

Aos **meus amigos**, em especial ao **Calheiros**, à **Joana** e à **Sara**, por me terem acompanhado ao longo destes anos e, sobretudo, pela presença e apoio constantes, nos bons e nos maus momentos.

Ao **meu namorado**, pelo amor e apoio que sempre me deu, nestes que têm sido os melhores anos da minha vida.

Aos **meus pais**, por serem os pilares da minha vida: sem vocês nunca seria capaz de cumprir os meus objetivos. Sempre vos amarei pela confiança e orgulho que têm em mim.

Índice Geral

Agradecimentos	III
Índice Geral.....	V
Índice de Figuras.....	VII
Índice de Quadros	IX
Índice de Gráficos	XI
Resumo	XIII
Abstract.....	XV
Abreviaturas	XVII
1. Introdução.....	1
2. Revisão da Literatura	5
2.1. Caracterização das raquetes	5
2.2. <i>Tennis elbow</i>	8
2.3. Cordas e antivibradores	12
2.4. Zona de impacto na raquete	14
3. Objetivos e Hipóteses	17
4. Material e Métodos	19
4.1. Participantes	19
4.2. Equipamento	20
4.3. Procedimentos e recolha de dados.....	23
4.4. Tratamento dos dados	26
5. Resultados	27
6. Discussão	35
7. Conclusões	39
8. Bibliografia.....	41

Índice de Figuras

Figura 1 - Sistema para medição do centro de gravidade	20
Figura 2 - Sistema para medição do momento de inércia	21
Figura 3 - Balança para avaliação da massa	21
Figura 4 - Sistema para medição da rigidez do quadro da raquete	21
Figura 5 - Acelerómetro triaxial	22
Figura 6 - Módulo de aquisição NI USB-4431	22
Figura 7 - Canhão de bolas pneumático	23
Figura 8 - Acelerómetros triaxiais no punho e raquete	24
Figura 9 - Direção dos eixos do acelerómetro para a raquete de ténis	25
Figura 10 - Posição da jogadora e orientação da raquete	25

Índice de Quadros

Quadro 1 – Propriedades mecânicas das raquetes de ténis	19
Quadro 2 – Seleção das raquetes para os ensaios experimentais	23
Quadro 3 - Acelerações para a raquete <i>Head Microgel Radical MidPlus</i>	29
Quadro 4 - Acelerações para a raquete <i>Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)</i> .	29
Quadro 5 - Acelerações para a raquete <i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	29
Quadro 6 - Taxa de amortecimento entre raquete e punho	33

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Acelerações obtidas no punho para a raquete <i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	27
Gráfico 2 - Acelerações obtidas na raquete para a raquete <i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	27
Gráfico 3 - Frequências naturais amortecidas para cada raquete.....	28
Gráfico 4 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Head Microgel Radical MidPlus</i>	30
Gráfico 5 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Head Microgel Radical MidPlus</i>	31
Gráfico 6 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)</i>	31
Gráfico 7 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)</i>	32
Gráfico 8 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	32
Gráfico 9 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete <i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	33

Resumo

Com o progressivo desenvolvimento e diversidade das raquetes de ténis, é fundamental para um jogador saber qual o modelo mais adequado, em função do seu estilo de jogo e características antropométricas. Desta forma, uma vez que existe pouca literatura no que respeita esta temática, o objetivo deste estudo centrou-se no reconhecimento da eventual relação entre o aumento da rigidez do quadro da raquete e a intensificação da probabilidade de lesão musculoesquelética. Após uma seleção inicial de três raquetes distintas utilizadas pela atleta ao longo da carreira, projectou-se a obtenção de dados através da aplicação de dois acelerómetros triaxiais, colocados no punho da jogadora e na zona da “garganta” da raquete, com o intuito de conhecer as acelerações geradas em cada uma delas, após o impacto de uma bola de ténis, previamente projetada por um canhão de bolas pneumático. Os resultados evidenciam uma maior incidência de lesão quanto maior for o tempo e nível de jogo, mostrando também que as acelerações geradas para a primeira frequência de vibração, inferiores a 200Hz, são as mais lesivas, independentemente da raquete estudada. Observa-se, para além disso, que a raquete com maior rigidez (*Babolat Pure Drive GT 2012*) proporciona maiores acelerações no punho e na raquete, enquanto que o modelo mais flexível (*Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)*) apresenta maior redução das acelerações entre a raquete e o punho, para a primeira frequência de vibração, mas maiores acelerações no punho em relação aos restantes modelos. Estes resultados destacam a necessidade de se explorar a rigidez do quadro da raquete como um dos factores mais potenciadores de lesão no antebraço dos jogadores de ténis, perspectivando-se, para melhor compreensão dos seus efeitos nos músculos envolventes, o desenvolvimento futuro de estudos associando a eletromiografia muscular, os diversos tamanhos do cabo da raquete e os efeitos resultantes das diferentes zonas de impacto na mesma.

Abstract

With the progressive improvement and diversity of tennis rackets, it is fundamental for a player to know the most appropriate model, due to game style and anthropometric characteristics. Thus, owing to lack of literature related to this subject, the aim of this study was focused on the recognition of the possible proportion between the increase of stiffness of the racket frame and the increase of the probability of musculoskeletal injury. After an initial selection of three different rackets used by the player throughout her career, the data was projected by the application of two triaxial accelerometers, placed in the player's wrist and in the racket "throat" area, in order to know the accelerations generated in each of them, after the impact of a tennis ball, previously projected by a pneumatic ball cannon. The results show a higher incidence of injury the longer the time and level of play, showing also that the accelerations generated at the first vibration frequency, inferior to 200Hz, are the most damaging, independently of the racket studied. In addition, the stiffest racquet (*Babolat Pure Drive GT 2012*) provides greater wrist and racket accelerations, while the most flexible model (*Tecnifibre Rebound Pro (1st model)*) has a greater reduction of accelerations between the racket and the wrist, at the first frequency of vibration, but greater accelerations on the wrist in comparison to the other models. These results highlight the need to explore stiffness as one of the most potentiating factors in tennis player forearm injuries. In order to better understand their effects on surrounding muscles, the future development of studies should involve muscle electromyography, different sizes of the racket's grip and resulting effects of the different impact areas on it.

Abreviaturas

HMRM – Head Microgel Radical MidPlus

TRP – Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)

BPD – Babolat Pure Drive GT 2012

1. Introdução

O ténis (inicialmente designado por “Lawn Tennis”) surgiu no século XII, inicialmente jogado em França pelas classes sociais mais altas. Aproximadamente cem anos depois, a aristocracia britânica começou a praticar este desporto, originando a sua rápida e crescente popularidade na Grã-Bretanha. Mais tarde, dispersou-se também pelos Estados Unidos da América, chegando a Portugal em 1880 (Ramos et al., 2011).

Incluído nos Jogos Olímpicos entre 1896 e 1924, perdeu esse estatuto nos seguintes sessenta e quatro anos, apenas aparecendo como “desporto de demonstração” em duas edições (1968 e 1984). Em 1988, nos Jogos disputados em Seoul, Coreia do Sul, voltou a ser reconhecido como modalidade olímpica, sendo que a variante de pares mistos foi introduzida nesta competição somente em 2012, nos Jogos Olímpicos de Londres (Abrams et al., 2012).

Na atualidade, o ténis é um desporto praticado globalmente, com milhões de jogadores e mais de duzentas nações inscritas na Federação Internacional de Ténis (ITF). Na sua estrutura competitiva, destacam-se os circuitos profissionais masculino e feminino, os quais envolvem muitos milhões de dólares (Pluim et al., 2006).

A modalidade sofreu uma grande evolução nas últimas três décadas, não só ao nível do rendimento dos atletas, mas sobretudo no equipamento utilizado, mais concretamente nas raquetes (Ramos et al., 2010). Eram, inicialmente, feitas de madeira e construídas individualmente, resultando numa enorme variedade de ideias quer relativamente à forma, à robustez e à massa da raquete, quer no tipo de encordoamento utilizado (Ramos et al., 2011).

Com o enorme desenvolvimento de novas tecnologias e materiais na engenharia desportiva, a aposta na otimização do *design* das raquetes de ténis tem sido massiva (Li et al., 2009). Para além de ser um instrumento individual

e, como tal, poder ser adaptado à antropometria e estilo de jogo de cada atleta, o seu desempenho excede largamente as clássicas raquetes em madeira (Ramos et al., 2010).

Nos dias de hoje, o seu *design* permite que sejam mais leves, rígidas, duradouras e económicas, conseguindo desse modo uma maior velocidade no ressalto e o mínimo de vibração transmitido ao antebraço do tenista (Knudson et al., 1989).

Contrastando com a “elegância” e a “habilidade” quando jogado com raquetes de madeira, o ténis tornou-se, de acordo com Kovacs (2007), num desporto “físico”. Hoje em dia, gerar potência e altas velocidades de bola são fatores determinantes no sucesso do ténis de alta competição, sendo fundamental garantir, neste desporto, a eficiência do gesto técnico em cada pancada. Depois do serviço, considerado uma pancada-chave no ténis moderno (Girard et al., 2005; Brabenec, 2000), o golpe de direita adquiriu uma grande importância na construção dos pontos (Johnson et al., 2006). Tenistas de elite usam esta pancada para tomarem a iniciativa do ponto, jogando com potência e precisão para zonas estratégicas no court, dificultando as acções do adversário (Reid et al., 2002).

A técnica surge, assim, como um fator determinante no rendimento de um atleta (Reid et al., 2008). A análise técnica, resultando numa posterior intervenção, é uma responsabilidade primária do treinador e requer a aposta em mais ou menos tempo de prática, dependendo do jogador e do seu estágio de desenvolvimento. Ressalta, assim, para amadores e profissionais, a essencialidade do uso da tecnologia, com o intuito de auxiliar na análise do movimento ou fornecer a quantificação do mesmo, contribuindo para uma melhoria de performance do atleta.

Com a intensificação do treino e consequente aumento das cargas de esforço cresce substancialmente o risco de lesão muscular, tendinosa e articular (Bylak et al., 1998; Ellenbecker et al., 2009; Perkins et al., 2006), podendo provocar

uma interrupção dos treinos e competições, com as evidentes consequências negativas no rendimento do tenista (Kovacs, 2006).

Carga no ténis pode ser considerada como uma combinação de forças e torques internos, devido aos músculos que geram movimento da articulação, e forças e torques externos (Elliott, 2006; King et al., 2011). As raquetes têm sido objecto de variados estudos, estando hoje, na sua diversidade estrutural, perfeitamente caracterizadas, pelo que importa agora estudar a interação das mesmas com o atleta para compreender melhor as cargas mecânicas sobre as suas articulações (Ramos et al., 2011).

Vários autores têm estudado diferentes aspetos desta cadeia cinética, na tentativa de identificar possíveis fatores contribuintes para aumentos na transmissão de força, tais como o tamanho da cabeça da raquete, a sua rigidez e a força aplicada no cabo (Elliott et al., 1980; Hatze, 1976; Hennig et al., 1992; Hatch et al., 2006).

Contudo, muitas investigações sobre o desempenho da raquete de ténis tendem a focar-se neste instrumento de forma isolada, sem considerar como ela será usada pelo jogador (Allen et al., 2016; Knudson, 2014).

Por outro lado, as conclusões dos estudos sobre as condições de impacto seriam mais realistas se os que ocorrem fora do *sweetspot* também fossem medidos, que é o que acontece na maioria das ocasiões (Knudson, 1991a), sendo nesse particular aspeto que se observa uma grande amplitude de variação nas características dos diferentes modelos de raquetes (Hatzel, 1992a; Knudson et al., 1989).

Neste contexto, este estudo tem como objetivo analisar as raquetes utilizadas ao longo da carreira da atleta, nas suas propriedades mecânicas, procurando compreender a influência da rigidez do quadro deste instrumento nas acelerações geradas, quer no dispositivo, quer no antebraço da jogadora.

2. Revisão da Literatura

2.1. Caracterização das raquetes

A estrutura e a composição material de uma raquete de ténis podem afetar as características no impacto com a bola (Hatze, 1976), e isso parece influenciar os riscos de ocorrência do *tennis elbow* ou “cotovelo do tenista” (Knudson, 1991). Numa tentativa de reduzir a ocorrência desse tipo de lesão, registaram-se, nas últimas décadas, mudanças na duração dos jogos e nos equipamentos de ténis (Rossi et al., 2014).

Até aos anos 70 do século passado, os quadros das raquetes de ténis eram rotineiramente feitos à mão, em madeira, mais frequentemente de cinzas e faia (Miller, 2006). Devido às limitações estruturais inerentes a este material, a estrutura da raquete era bastante espessa, por forma a aguentar as forças presentes nas cordas (sob alta tensão) e nos impactos constantes sofridos a cada golpe na bola. No entanto, devido à grossura do quadro, uma raquete podia chegar a pesar 0.5kg em massa (Brody et al., 2002).

As maiores mudanças no *design* das raquetes ocorreram na década de 70, quando os engenheiros começaram a experimentar novas formas e geometrias, utilizando materiais como o alumínio e a grafite, buscando um menor peso e uma maior rigidez (Allen et al., 2016; Fabre et al., 2014).

No início dos anos 90 e dadas as melhorias nas raquetes, foram equacionadas preocupações relativas à velocidade crescente no jogo de ténis (Andrew et al., 2003). Este desporto começou a desenvolver-se fisicamente, sustentando-se progressivamente pela força e velocidade de jogo (Kovacs, 2007). O processo foi enormemente influenciado pela evolução dos equipamentos e materiais disponíveis com as tecnologias modernas, o que trouxe, conseqüentemente, mudanças nas características e propriedades físicas dos mesmos.

A mais notável foi, primeiramente, o aumento da cabeça da raquete, possível devido à maior resistência dos novos materiais (Miller, 2006). Por outro lado, embora a sua massa tenha diminuído significativamente (de 400g para 250g, já

que a madeira é mais densa que os materiais atualmente utilizados), a rigidez do quadro destas aumentou (Miller, 2006; Bahamonde, 2005). Este aspeto, em combinação com o aumento da velocidade de oscilação, leva a forças de impacto aumentadas, que têm de ser resistidas por uma maior atividade elétrica dos músculos do membro superior (Fabre et al., 2014).

Regista-se igualmente uma menor perda de energia para fora do centro de impacto, particularmente perto da ponta e na região da “garganta” da raquete, onde a massa efetiva é maior (Allen et al., 2009; Cross et al., 2009). A tecnologia de armação moderna é benéfica para o jogador recreativo, uma vez que a probabilidade de lesão por bater fora do centro da raquete é reduzida (Allen et al., 2016).

Quando adicionada massa à raquete, os efeitos imediatos no rendimento da pancada são difíceis de prever – as consequências primárias, velocidade da raquete e precisão, tendem para ser inversamente proporcionais (Allen et al., 2016).

O termo *swing weight* é usado frequentemente na biomecânica do desporto para descrever o momento de inércia de um objeto, propriedade que descreve a resistência da raquete a ser balançada (Brody et al., 2002). Quanto maior for, mais difícil será fazer o *swing* da mesma (Allen et al., 2016): de facto, embora a velocidade de *swing* não varie significativamente em função da massa da raquete, é claramente aumentada quando o momento de inércia diminui (Cross et al., 2006; Mitchell et al., 2000).

Um estudo mostrou que a personalização de uma raquete de ténis com a adição de pesos pode resultar no aumento da potência por ela produzida, podendo no entanto alterar, igualmente, outras das suas características, como o *balance point* (ponto de equilíbrio) e o *sweetspot* (Cross, 2001). A sensibilidade individual relacionada com as variações das características da raquete variam de indivíduo para indivíduo, estando intimamente ligada ao nível de especialização (Bower et al., 2003).

Foi demonstrado, por exemplo, que não praticantes de ténis só conseguiram distinguir entre duas raquetes quando a diferença no seu momento de inércia excedeu 25%, enquanto os tenistas mais experientes percebem mudanças muito menores (2,5%) (Brody 2000, cit. por Rogowski et al., 2009).

Estas modificações estruturais têm, portanto, contribuído para uma mudança de um estilo de jogo baseado na execução correta da técnica para um outro onde predominam a potência e o efeito (*spin*) impostos na bola (Miller, 2006), obtidos através de um maior *swing* e, conseqüentemente, de uma maior velocidade da cabeça da raquete na execução da pancada (Brody et al., 2002).

Para além disso, com o aumento do tamanho da cabeça da raquete, os movimentos passaram a ser mais rápidos e potentes, permitindo aos jogadores baterem com mais força e maior precisão, em comparação com os modelos anteriores (Brody et al., 2002; Cross et al., 2006).

A maior parte da pesquisa realizada em torno das causas do *tennis elbow* (cotovelo de tenista) tem-se concentrado nas ondas de choque produzidas pelo impacto da bola e nas que são retransmitidas pelo quadro da raquete (Knudson et al., 1997; Riek et al., 1999; Knudson, 1991a; Brody et al., 2002; Bahamonde, 2005).

De acordo com Bahamonde (2005), as novas raquetes tendem a vibrar menos, mas a uma maior frequência de vibração. Acredita-se que vibrações dos quadros durante os impactos da bola-raquete na ordem dos 100 e 200 Hz causem maior desconforto e esforço nas extremidades superiores dos jogadores contribuindo, potencialmente, para lesões de excesso de carga (Haake et al., 2012; Li et al., 2004; Brody, 1987, 1989; Hennig et al., 1992). Por outro lado, estudos centrados na vibração mão-antebraço descobriram que o desconforto devido à vibração aplicada à mão diminuiu à medida que as frequências excediam 180 Hz (Reynolds et al., cit. por Li et al., 2004).

As raquetes mais pesadas, mais duras ou com maior tensão nas cordas aumentam a massa muscular necessária durante o balanço e no impacto, mas aumentando também o esforço causado no cotovelo (Plagenhoef, 1970, cit. por

Gruchow et al., 1979). Registe-se que a ocorrência do *tennis elbow* não diminuiu concomitantemente, apesar das melhorias nas propriedades das raquetes, particularmente o material, a composição, o tamanho da cabeça e o equilíbrio (Rossi et al., 2014).

Uma mudança de raquete, a alteração na técnica da pancada e exercícios para aumentar a força muscular têm sido relatados como elementos bem sucedidos no alívio dos sintomas do “cotovelo de tenista” e na prevenção da recorrência (Gruchow et al., 1979). No entanto, não existem dados epidemiológicos que meçam o efeito destes métodos numa base populacional (Bernhang et al., 1974).

2.2. *Tennis elbow*

Um problema específico que afeta cerca de metade dos jogadores de ténis é a dor no cotovelo, representando 75% dos casos a ocorrência de uma epicondilite lateral ou *tennis elbow* (Kelley et al., 1994; Gruchow et al., 1979; De Smedt et al., 2007). Este ocorre nos tendões do músculo extensor do punho, no local de inserção (junto ao epicôndilo lateral do úmero), levando ao aparecimento de dor e à limitação do membro afetado (De Smedt et al., 2007; Hennig et al., 1992; Walther et al., 2002; Kelley et al., 1994).

O “cotovelo de tenista” (epicondilite lateral), descrito pela primeira vez em 1883 por Major (Sadeghzadeh, 2015; Cohen et al., 2012), é a lesão mais comum e investigada no ténis, embora outras lesões também possam ocorrer no dia-a-dia (Alizadehkhayat et al., 2007; Kelley et al., 1994).

O impacto repetitivo e o uso excessivo das articulações dos membros superiores nos desportos de raquete podem aumentar o risco de fadiga e lesões teciduais, levando à inflamação dos tendões e tecidos moles no punho, cotovelos e ombros (Bauer et al., 1999; Bahamonde, 2005; Wuori et al., 1998). Eventualmente, essa solicitação constante pode resultar em pequenas fraturas de excesso de carga e degeneração crónica dos tecidos moles envolventes a longo prazo, devido a roturas microscópicas que não são completamente

cicatrizadas (Miller et al., 2009; Bunata et al., 2007; Friden et al., 1992; Hume et al., 2006; Walker-Bone et al., 2003).

É provável que a contração excêntrica dos músculos extensores do punho durante a pancada de esquerda a uma mão seja um mecanismo de lesão importante para o “cotovelo de tenista” (Blackwell et al., 1994 cit. por Elliott, 2006; Knudson, 2004), estando ela associada a um aumento da atividade extensora encontrada durante o impacto da bola com a raquete (Elliott, 2006; Kelley et al., 1994; Bauer et al., 1999; King et al., 2012; Blackwell et al., 1994 cit. por Hatch et al., 2006; Hach et al., 2001).

Trabalhos de pesquisa focados nas acelerações da raquete e ações musculares e articulares tendem a sustentar a hipótese de que a principal causa do “cotovelo de tenista” seja a onda de choque inicial, devido ao impacto da bola, que gera forças perto da origem comum dos extensores do punho (Andrews et al., 1993; Knudson et al., 1997; Riek et al., 1999; Hennig et al., 1992; Knudson, 1991; Knudson, 1991a; Brody et al., 2002; Elliot et al., 1980; Hatze, 1992) e um estiramento excêntrico rápido da musculatura do antebraço (Knudson, 2004; Hatze, 1976; Hennig, 1992; Brody et al., 2002).

A alta tensão em contrações excêntricas tem sido relatada em vários estudos como causadora de danos musculares e degeneração das fibras de colagénio no tendão (Ljung et al., 1999), sendo a inserção óssea do *extensor carpi radialis brevis* (ECRB) sugerida por muitos autores como o principal local de origem do problema (Wadsworth, 1987; Ljung et al., 1999).

Os sintomas da lesão geralmente incluem o aumento da sensibilidade sobre o epicôndilo do úmero, dor nos músculos extensores do antebraço, induzida por movimentos de preensão (Wuori et al., 1998) e carregamento de pesos (Vicenzino, 2003; Rossi et al., 2014; Sadeghzadeh, 2015). A dor varia de uma "pontada" ocasional a uma agonia grave, embora os movimentos passivos sejam, geralmente, livres de dor (Pi et. al., 1957, cit. por Gruchow et al., 1979).

Nirschl (1992, cit. por Cohen et al., 2012) classificou em quatro estágios as lesões secundárias ao microtrauma tendinoso na epicondilite lateral: enquanto

o primeiro é inflamatório, reversível e sem alteração patológica, o segundo é caracterizado pela degeneração angiofibroblástica. O terceiro estágio, por sua vez, é já caracterizado pela tendinose associada à alteração estrutural (ruptura tendinosa); por último, no quarto estágio, já se encontra a presença de fibrose e calcificação.

Foram relatados, nos estudos epidemiológicos, vários fatores potenciais de lesão, incluindo sexo, idade, nível de habilidade, tempo e frequência de jogo, força e flexibilidade, deficiências nos músculos extensores do antebraço, falta de precisão de movimento e grau de aperto do cabo (Shiri et al., 2006; Maffulli et al., 2005; Gruchow et al., 1979; Pluim et al., 2006; Rossi et al., 2014; Rogowski et al., 2011).

De acordo com Gruchow et al. (1979), a prevalência desta lesão aumenta com a idade, especialmente a partir dos 40 anos, independentemente do sexo. Por outro lado, num estudo de quase 4000 atletas universitários que sofreram 1800 lesões atléticas num período de 15 anos, não houve diferenças significativas na taxa de lesão global entre sexos (Jayanthi et al., 2005, cit. por Pluim et al., 2006; Winge et al., 1989, citado Abrams et al., 2012.)

A literatura atual sugere que o volume de jogo está positivamente correlacionado com uma taxa de lesão aumentada. Kitai et al. (1986) descobriram que a quantidade média de jogo para praticantes de ténis amadores com sintomas de epicondilite lateral foi de oito horas por semana, enquanto aqueles que não tiveram dor no cotovelo tiveram uma média de cinco horas e meia semanais.

Embora tenistas profissionais tenham melhorado a técnica, ocorrendo assim, em teoria, um risco reduzido de lesão, o seu volume aumentado de jogo, em comparação com o não-profissional, pode explicar a semelhança nas taxas de lesão entre os dois grupos (Abrams et al., 2012).

Além disso, os músculos extensores dos dedos são recrutados perto das suas capacidades máximas durante a apreensão do cabo da raquete, embora esta envolva um movimento de flexão dos dedos. Consequentemente, o ato de

agarrar provoca um momento de flexão na articulação do punho em várias situações, que devem ser equilibradas pela atividade dos músculos extensores do punho (Snijders et al., 1987, cit. por Hennig et al., 1992). Num estudo de Li et al. (2004), a análise dos dados revelou um aumento na força do antebraço com um aumento do grau da preensão da raquete, embora a percepção rigorosa dos resultados tenha sido perturbada pelo tamanho do cabo, produzindo uma redução de força naquela zona do corpo.

Com uma pancada potente, gera-se um aumento na vibração e choque absorvido pela mão. Por meio de uma raquete instrumentada de medidor de tensão, Hatze (1976) demonstrou que com o impacto da bola, as amplitudes das subseqüentes oscilações eram maiores com um maior grau de aperto no cabo.

Outros fatores propostos que podem potencialmente contribuir para o aumento da transmissão de cargas de alto impacto são erros técnicos e raquete inadequada (tamanho e peso inapropriados) (Bunata et al., 2007; De Smedt et al., 2007; Eygendaal. et al., 2007; Herquelot et al., 2013; Gruchow et al., 1979).

Para além disso, o cotovelo depende dos elos mais proximais da cadeia cinética para gerar força e velocidade necessária para jogar ténis (Kibler, 1995, cit. por Lucado et al., 2010). Se o ombro e a escápula não funcionam corretamente, a transmissão das grandes forças para a extremidade superior é prejudicada (Kibler, 1998, cit. por Lucado et al., 2010).

A natureza da lesão já parece ser bem compreendida, estando consensualmente estabelecida a ligação à carga do impacto repetitivo, muito embora persistam dúvidas relativamente à sua causa exata. Entende-se, neste contexto, o esforço de desenvolvimento tecnológico focado na redução do efeito de carga de impacto sobre o braço, atendendo à associação entre a vibração e a potencial lesão (Cotley et al., 2006).

A medição dinamométrica da força de preensão revela-se essencial para compreender a interação entre a mão e a raquete, permitindo o

estabelecimento de uma relação entre a carga e a potencial lesão do *tennis elbow* (Knudson et al., 1989).

Útil será, na identificação de epicondilite lateral, a comparação da força de preensão, posicionado o cotovelo na flexão de 90 graus, com igual exercício estando o cotovelo em extensão total (De Smet et al., 1996).

Por outro lado, vários estudos relataram que a pressão sobre os músculos seria dispersa após a aplicação de uma banda elástica (Wadsworth et al., 1989; Stonecipher et al., 1984), permitindo que os indivíduos trabalhassem os músculos, livres de dor. Wadsworth et al. (1989) mostram um aumento significativo na força de extensão do punho em indivíduos com epicondilite lateral do úmero após a aplicação da banda no antebraço. Anderson et al. (1992) afirmaram que a mesma diminuirá o esforço de tração na junção do tendão-osso, criando temporariamente uma origem distal artificial para os músculos extensores do antebraço, reduzindo o esforço sobre a inserção óssea do *extensor carpi radialis brevis* (ECRB).

Contudo, tem havido relatórios diferenciadamente conclusivos sobre o efeito da banda elástica na força muscular. Nirschl (1974, cit. por Gabriel, 2005) afirmou que a força de compressão da braçadeira do antebraço restringiria a expansão muscular, diminuindo, portanto, a força gerada pelos extensores deste segmento corporal. Stoeckart et al. (1989, cit. por Gabriel, 2005) descobriram que a compressão sobre a área músculo-tendinosa limitaria o movimento do tendão, restringindo a produção da força muscular.

2.3. Cordas e antivibradores

A colocação da bola é de primordial importância no jogo de ténis e a tensão da corda pode ser um fator chave na determinação da sua precisão e ressalto (Knudson, 1993).

Quando a bola bate nas cordas, estas deformam-se, enviando-a para o lado adversário. Após a saída da bola, as cordas perdem o equilíbrio e a vibração começa, ocorrendo independentemente da zona de encordoamento onde se exerceu o impacto. Na verdade, o objetivo principal passa pela absorção, pela

corda, da energia cinética da relação da velocidade relativa da bola-raquete, transformá-la em energia potencial e devolvê-la para a bola (Fabre et al., 2014).

É geralmente aceite, no âmbito da gama de tensões de cordas normalmente utilizadas, que a baixa tensão proporciona maior velocidade no ressalto (Elliott, 1982), dada a sua maior elasticidade, enquanto que as tensões altas proporcionam maior deformação das bolas e maior precisão de pancada, resultando num menor tempo de contacto daquela com a superfície encordada da raquete durante o impacto e maior dissipação da energia (Groppel et al., 1987; Bower et al., 2005; Li et al., 2009).

Foi realizado um estudo que testou o efeito da tensão da corda na precisão de ressalto usando raquetes de maiores dimensões, já que as suas cabeças mostravam ser melhores no que diz respeito à velocidade da bola no ressalto, em comparação com raquetes com cabeças mais pequenas (Groppel et al., 1987). Nesse contexto, a ênfase foi colocada na contribuição das propriedades das cordas para a redução das forças de impacto (Miller, 2006).

Por outro lado, os antivibradores são acessórios muito populares entre jogadores de ténis, independentemente do nível; podem variar em tamanho e forma, sendo geralmente de pequena dimensão, leves e elásticos, estando colocados nas cordas da face da raquete perto da sua “garganta”. Os fabricantes destes acessórios afirmam que os mesmos reduzem a transferência de vibração da raquete para o antebraço durante os impactos de bola (Li et al., 2004).

Estudos revelaram que não havia diferenças significativas na amplitude de vibração (Li et al., 2004) ou nas classificações de desconforto (Stroede et al., 1999). No entanto, enquanto alguns concluem que os antivibradores reduzem o desconforto na mão e no braço, outros registam que estes dispositivos não têm qualquer efeito nas sensações do jogador, a não ser reduzir o som do impacto (Timme et al., 2009; Stroede et al., 1999).

2.4. Zona de impacto na raquete

As forças de impacto destabilizam a raquete, gerando assim um elevado torque na articulação do punho (Knudson et al., 1997). Estas perdas de energia no sistema bola-raquete aumentam com a velocidade de impacto.

Em paralelo, este fenómeno é também influenciado pela rigidez e localização dos impactos de bola: a rotação da raquete na mão é aumentada para impactos fora do centro (abaixo ou acima do seu eixo longitudinal, por exemplo) (King et al., 2012). Desta forma, é necessária uma força de preensão elevada e uma maior contração excêntrica dos extensores do punho, para evitar a rotação excessiva da raquete nesse momento (King et al., 2012; Hatze, 1976; Knudson, 1991a; Grabiner et al., 1983, cit. por Fabre et al., 2014).

Para um impacto normal, a energia de deformação é distribuída de um modo relativamente uniforme entre as cordas e a bola. Todavia, segundo Brody et al. (2002), três *sweetspots* foram descritos. Num primeiro caso, quando a bola bate na raquete, esta vibra em três pontos: na extremidade final, na “garganta” e na ponta do cabo. Há um ponto médio no centro do quadro da raquete que não vibra, quer na ponta quer na extremidade final. Este ponto é, portanto, um *sweetspot*, tecnicamente conhecido como um “nó de vibração” (Brody, 1979; Li et al., 2004; Brody et al., 2002).

Quanto mais distante do *sweetspot* se bater a bola, maior a amplitude da oscilação, aumentando, consequentemente, a vibração transmitida aos tecidos do braço (Roetert et al., 1995, cit. por Lucado et al., 2010; Brody et al., 2002).

Para além disso, o segundo *sweetspot* fica alguns centímetros mais próximo da “garganta” da raquete e é conhecido tecnicamente como o centro de percussão ou “COP” (Brody et al., 2002). Quando ocorre um impacto nesta zona, verifica-se um movimento repentino para trás.

Considera-se o coeficiente de restituição como um terceiro *sweetspot*, que se traduz como sendo o ponto em que a bola sai das cordas com velocidade máxima. (Allen et al., 2016). Para uma raquete estacionária, o coeficiente máximo de restituição é encontrado no centro de massa, mas move-se em

direcção do extremo superior quando a raquete está em movimento (Brody, 1987, cit. por Miller, 2006). O ponto de potência máxima pode estar ainda mais deslocado para a extremidade, em caso de adição de pequenos pesos de chumbo na ponta (Brody et al., 2002).

Por último, Cross (1997) identificou um quarto ponto, o *dead spot*. Numa experiência conduzida por Choppin (2013), promovendo o impacto de uma bola de ténis com uma raquete estacionária, concluiu-se que um contacto nesta zona resulta numa velocidade de ressalto muito baixa.

3. Objetivos e Hipóteses

O principal objetivo deste estudo passa pela verificação do grau de influência da rigidez do quadro da raquete na transmissão de vibrações para o braço do atleta, tentando compreender a maior ou menor predisposição para a lesão do cotovelo através do uso da acelerometria.

Os ensaios experimentais foram realizados com raquetes da própria atleta, uma vez que estas apresentam propriedades mecânicas bastante diferentes e se conhece o seu historial de lesões. Para tal, foram usados variados equipamentos, não só para efetuar uma caracterização inicial dos objetos de estudo, mas também para concretizar uma análise das vibrações transmitidas para o braço da jogadora no momento de impacto entre a bola e raquete.

Pretende-se, assim, verificar a hipótese da raquete com maior rigidez ser mais indutora de lesões músculo-esqueléticas, principalmente no punho e no cotovelo. Caso tal não se verifique, espera-se uma significativa recolha de informações para um estudo futuro no intuito, não só de reduzir o tempo de paragem dos atletas devido a este tipo de lesões, como também potenciar o seu rendimento.

4. Material e Métodos

4.1. Participantes

Uma atleta de 22 anos de idade e com 15 anos de prática de ténis foi recrutada para a realização deste estudo. Durante a sua carreira desportiva, utilizou 9 raquetes de ténis de marcas e modelos diferentes, com características distintas, tal como se pode verificar no quadro 1.

Quadro 1 – Propriedades mecânicas das raquetes de ténis

Raquetes	Centro de gravidade (balance point) (mm)	Massa (com corda) (g)	Rigidez do quadro (Ra)	Inércia (kg/m ²)
<i>Wilson Volt 25 Oversize</i>	300	238	23	169,53
<i>Prince Cool Shot 25</i>	297	225	27	164,17
<i>Volkl Tour 64</i>	311	245	30	190,25
<i>Babolat Pure Junior 26</i>	307	274	28	221,50
<i>Head Flexpoint Instinct Team</i>	341	290	66	285,31
<i>Head Microgel Radical MidPlus</i>	321	322	60	284,31
<i>Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)</i>	334	304	48	288,60
<i>Tecnifibre Rebound Pro (2º modelo)</i>	327,5	308	54	292,27
<i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	333	323	72	309,58

Ao longo da sua carreira, a atleta praticou a modalidade uma vez por semana (uma hora semanal) no período de utilização da raquete *Wilson Volt 25 Oversize*, três vezes por semana (seis horas semanais) enquanto utilizadora das raquetes *Prince Cool Shot 25* e *Volkl Tour 64*, cinco vezes por semana

(dez horas semanais) no período de utilização das raquetes compreendidas entre os modelos *Babolat Pure Junior 26* e *Tecnifibre Rebound Pro (2º modelo)* e, por último, três vezes por semana (seis horas semanais) com a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*.

A partir de 2006 (com 12 anos de idade), a atleta revelou sintomas de *tennis elbow*, coincidindo com a transição da raquete *Babolat Pure Junior 26* para o modelo *Head Flexpoint Instinct Team*. Desde então, a sintomatologia mostra ser intermitente.

4.2. Equipamento

Para este projeto foram utilizados diversos equipamentos, cedidos pelo Laboratório de Ótica e Mecânica Experimental (LOME) do INEGI (Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial) e pelo Departamento de Mecânica do Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP). Numa primeira fase foram avaliadas as propriedades mecânicas (centro de gravidade, momento de inércia, massa e rigidez do quadro) de todas as raquetes objecto de teste, tal como se mostra nas figuras 1, 2, 3 e 4.



Figura 1 – Sistema para medição do centro de gravidade



Figura 2 - Sistema para medição do momento de inércia



Figura 3 – Balança para avaliação da massa



Figura 4 – Sistema para medição da rigidez do quadro da raquete

Para os ensaios experimentais foram utilizados dois acelerómetros triaxiais, da marca *Piezotronics*, modelo 356B11 e dois módulos de aquisição NI USB-4431, permitindo adquirir acelerações a uma frequência de aquisição de 5120Hz (Figuras 5 e 6). Para a aquisição e processamento de sinal foi usado o programa Labview.



Figura 5 – Acelerómetro triaxial



Figura 6 - Módulo de aquisição NI USB-4431

Por último, foi também utilizado um canhão de bolas pneumático (Figura 7), desenvolvido pelo LOME, capaz de disparar bolas a uma velocidade máxima de 120km/h. Neste processo foram utilizadas bolas de ténis novas da marca *Wilson USOpen*.



Figura 7 – Canhão de bolas pneumático

4.3. Procedimentos e recolha de dados

Inicialmente foram caracterizadas as propriedades mecânicas das raquetes utilizadas pela atleta ao longo da sua carreira, tal como demonstrado no quadro 1, no capítulo 4.1. As propriedades mecânicas estudadas foram o centro de gravidade, o momento de inércia, a massa da raquete (com corda) e a rigidez do quadro.

De seguida, após uma análise das mesmas, fez-se uma selecção de três raquetes distintas (Quadro 2), com tensões iguais (22kg), tamanho de cabo idêntico e sem uso de antivibradores.

Quadro 2 – Seleção das raquetes para os ensaios experimentais

Raquetes	Centro de gravidade (balance point) (mm)	Massa (com corda) (g)	Rigidez do quadro (Ra)	Inércia (kg/m ²)
Head Microgel				
Radical	321	322	60	284,30
MidPlus				
Tecnifibre				
Rebound Pro	334	304	48	288,60
(1º modelo)				
Babolat Pure	333	323	72	309,58
Drive GT 2012				

A escolha concretizou-se tendo em conta a massa da raquete, mas sobretudo a rigidez, num contexto seletivo orientado pela inscrição das raquetes posicionadas, neste último critério, em situações extremas (*Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)* e *Babolat Pure Drive GT 2012* como dispositivos com a menor e a maior rigidez, respetivamente), servindo o modelo *Head Microgel Radical MidPlus* como referência criterial.

Numa fase seguinte, o Pavilhão Luís Falcão foi requisitado para os ensaios experimentais a realizar.

Primeiramente, o canhão pneumático foi colocado a 1,2 metros de altura e a uma distância de 5 metros do local de colocação da atleta, sendo regulado para disparar bolas com uma velocidade de 60km/h, aproximadamente.

Posteriormente, os acelerómetros triaxiais foram colocados no quadro na zona da “garganta” da raquete e no punho da jogadora, tal como demonstrado nas figuras 8 e 9:

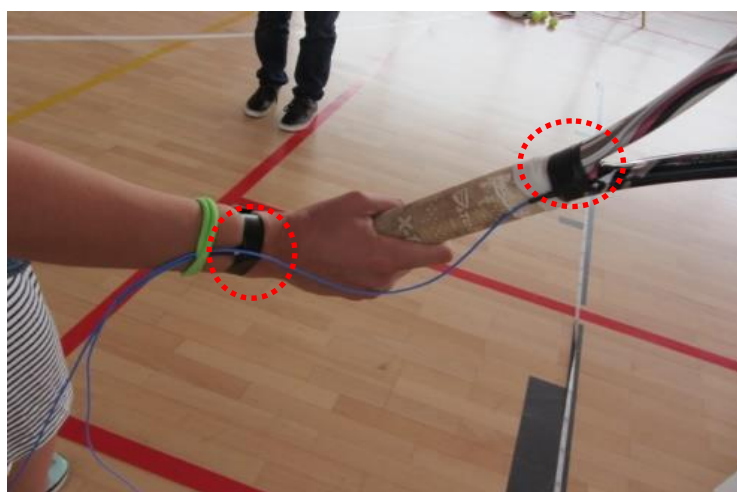


Figura 8 – Acelerómetros triaxiais no punho e raquete



Figura 9 - Direção dos eixos do acelerômetro para a raquete de ténis

O passo seguinte consistiu na colocação da atleta no local indicado, a 5 metros de distância do canhão pneumático, de frente para o mesmo, enquanto segurava a raquete com pega continental, do lado direito do corpo, formando sensivelmente um ângulo de 90° na sua conjugação com o cotovelo (Figura 10):



Figura 10 - Posição da jogadora e orientação da raquete

Após a montagem do *set-up*, foram realizados cinco ensaios de teste, apenas com uma raquete, no intuito de calibrar o programa associado aos acelerômetros usados, ajustar a posição da jogadora e apurar a direção da bola projetada pelo canhão, de modo a que o impacto entre a bola e a raquete ocorresse segundo o eixo principal desta última.

Procurando, objectiva e unicamente resultados repetitivos, apenas foram considerados os impactos que ocorreram no centro da cabeça da raquete e segundo o eixo principal. Todos os outros foram considerados não válidos, uma vez que qualquer impacto fora do eixo principal originaria rotação da raquete segundo o mesmo.

4.4. Tratamento dos dados

Tal como previamente se referiu, para o processamento dos sinais foi utilizado o programa Labview, sendo os dados adquiridos posteriormente filtrados, considerando o mau isolamento eléctrico do local de realização dos ensaios. Os dados foram adquiridos a uma taxa de 5120Hz e posteriormente tratados através de um filtro passa banda a uma frequência entre 3 e 2000Hz.

Procedeu-se, inicialmente, à apresentação dos gráficos que indicam as acelerações (em m/s^2) para as diferentes frequências, apenas para uma raquete, considerada como exemplo.

Construiu-se, em sequência, um gráfico de barras evidenciando, de forma simplificada, as frequências naturais amortecidas, para cada raquete estudada.

No seguimento, foi elaborado um quadro que permitisse analisar as acelerações geradas para cada um dos três eixos, quer no punho, quer na raquete. Para tal, foram compostos gráficos evidenciadores das acelerações geradas para as três frequências naturais, em cada uma das raquetes.

Por último, através de um gráfico de barras realizado para cada frequência natural das diversas raquetes, projecta-se o cálculo da razão de amortecimento, traduzida na seguinte expressão,

$$Amortecimento = \frac{Punho (canal y)}{Raquete (canal z)} * 100$$

Torna-se, assim, possível a identificação da raquete que apresenta uma maior redução das vibrações transmitidas ao braço da atleta.

5. Resultados

Apresentam-se, nos gráficos seguintes, as acelerações obtidas na raquete (Gráfico 1) e punho (Gráfico 2), com a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*.

Gráfico 1 - Acelerações obtidas no punho para a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*

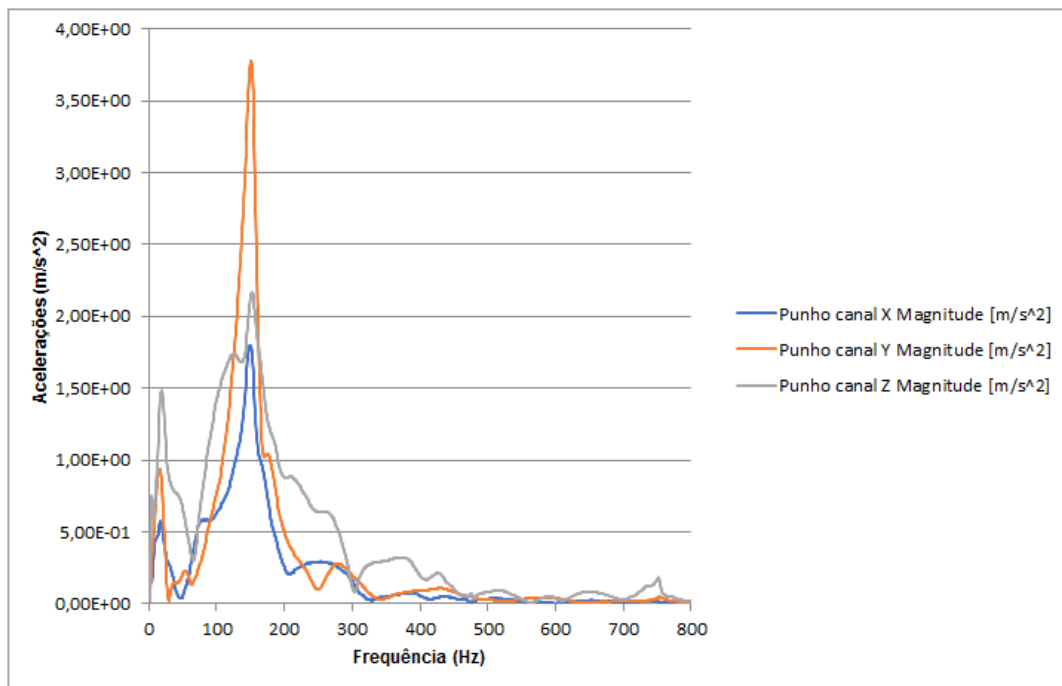
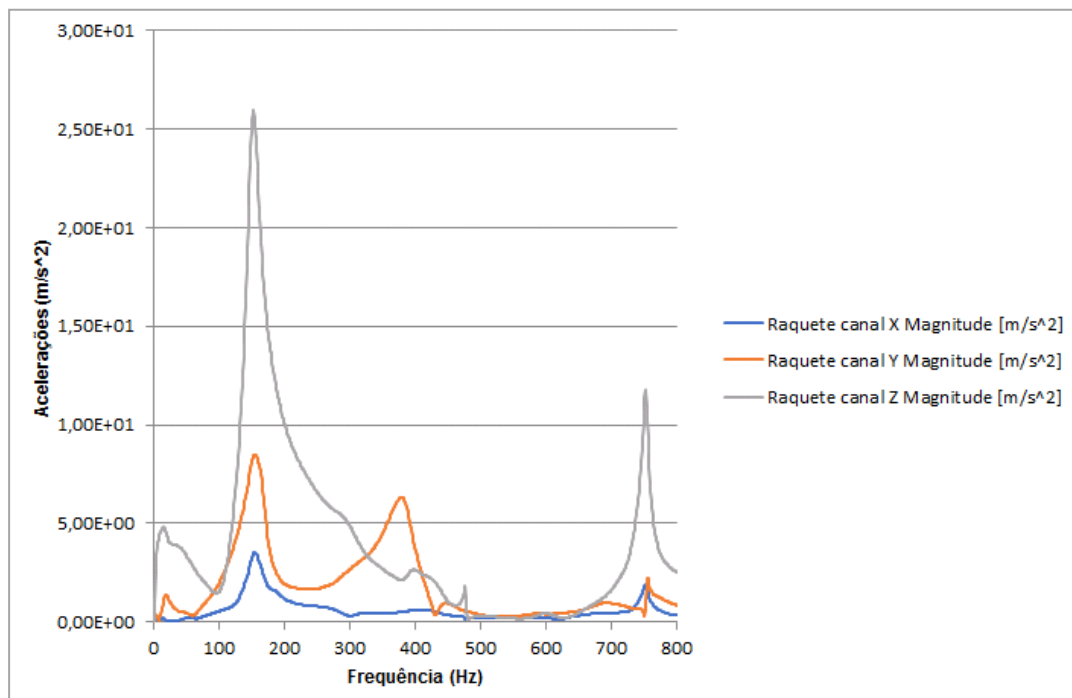


Gráfico 2 - Acelerações obtidas na raquete para a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*

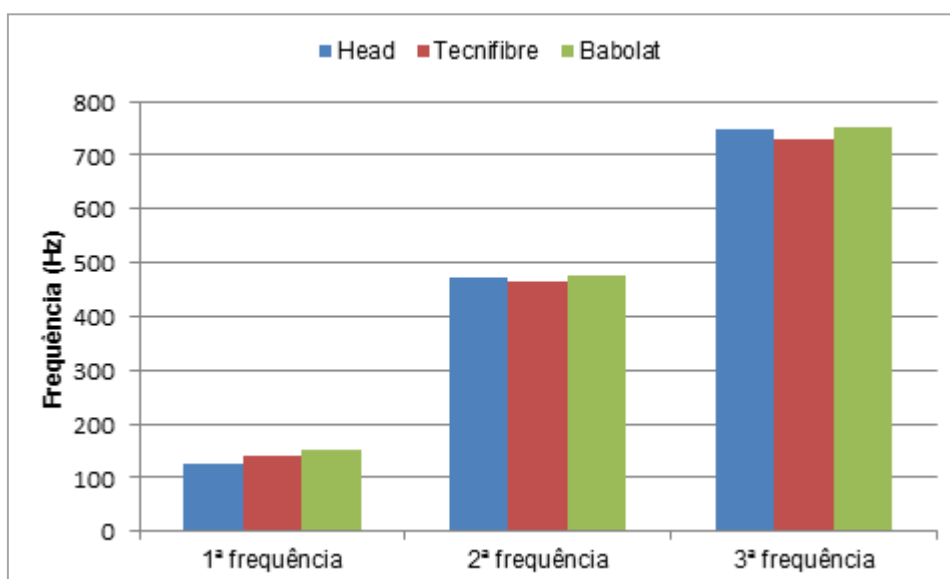


No gráfico 1 estão representadas as acelerações geradas no punho da atleta. O canal considerado foi o canal y, uma vez que está orientado com o prolongamento do antebraço, apresentando um pico de aceleração superior em relação aos restantes canais à mesma frequência, com um valor de $3,67\text{m/s}^2$.

Por seu turno, no segundo gráfico é possível averiguar as acelerações geradas na raquete. O canal z reflete ser o mais relevante para a compreensão das acelerações obtidas no dispositivo, uma vez que caracteriza o seu “recuo” face ao impacto com a bola, obtendo valores de 26m/s^2 , para uma frequência de 153Hz.

De seguida, apresenta-se um gráfico de barras ilustrativo das frequências naturais de vibração para cada raquete estudada (Gráfico 3):

Gráfico 3 - Frequências naturais amortecidas para cada raquete



Como é possível observar, no gráfico acima, as três primeiras frequências naturais de vibração pouco variam de raquete para raquete. No entanto, estas apresentam-se um pouco mais elevadas para o modelo *Babolat Pure Drive*.

Nos quadros da página seguinte estão apresentados os valores médios obtidos relativamente às acelerações obtidas em cada raquete, para as três frequências naturais de vibração:

Quadro 3 - Acelerações para a raquete *Head Microgel Radical MidPlus*

		Frequências	126Hz	471Hz	748Hz
Acelerações (m/s ²)	Raquete	Eixo x	1.37	0.152	1.01
		Eixo y	1.51	0.268	2.76
		Eixo z	11.1	0.44	1.37
	Punho	Eixo x	0.337	0.0124	0.00965
		Eixo y	1.52	0.0271	0.0123
		Eixo z	1.69	0.104	0.105

Quadro 4 - Acelerações para a raquete *Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)*

		Frequências	140Hz	410Hz	731Hz
Acelerações (m/s ²)	Raquete	Eixo x	0.947	0.405	2.04
		Eixo y	2.84	2.39	2.40
		Eixo z	23.6	2.85	6.47
	Punho	Eixo x	1.33	0.0331	0.0147
		Eixo y	5.00	0.0616	0.0451
		Eixo z	2.78	0.0541	0.139

Quadro 5 - Acelerações para a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*

		Frequências	153Hz	476Hz	752Hz
Acelerações (m/s ²)	Raquete	Eixo x	3.47	0.219	1.89
		Eixo y	8.43	0.574	0.593
		Eixo z	26.0	1.77	11.8
	Punho	Eixo x	1.68	0.0056	0.0127
		Eixo y	3.67	0.0597	0.0501
		Eixo z	2.17	0.0717	0.182

No quadro 3, registou-se uma aceleração de 11,1m/s² na raquete aquando do impacto da bola. No entanto, as acelerações obtidas no punho durante a transmissão de vibrações para o braço da atleta foram relativamente constantes.

Relativamente ao quadro 4, verifica-se uma aceleração de 5m/s^2 no punho, na primeira frequência (valor bem superior comparando com o $1,52\text{m/s}^2$ da raquete *HMRM*).

Por último e para a *Babolat Pure Drive GT 2012*, obtiveram-se acelerações superiores quer na raquete quer no punho, equiparando-se ao modelo *HMRM*; enquanto na *BPD* se obteve uma aceleração de 26m/s^2 a 153Hz , na raquete *HMRM* registou-se uma aceleração de $11,1\text{m/s}^2$, a 126Hz .

Numa outra perspetiva, as acelerações geradas no punho foram maiores para a raquete *Tecnifibre Rebound Pro (1º modelo)*: enquanto nesta se registaram valores de 5m/s^2 , nos modelos *HMRM* e *BPD* observaram-se valores de $1,52\text{m/s}^2$ e $3,67\text{m/s}^2$, respetivamente.

Para a máxima transmissibilidade, os ensaios apenas foram considerados válidos quando a bola batia no eixo principal, sendo considerados nulos quando tal não ocorria, determinando a realização de novos ensaios.

Gráfico 4 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Head Microgel Radical MidPlus*

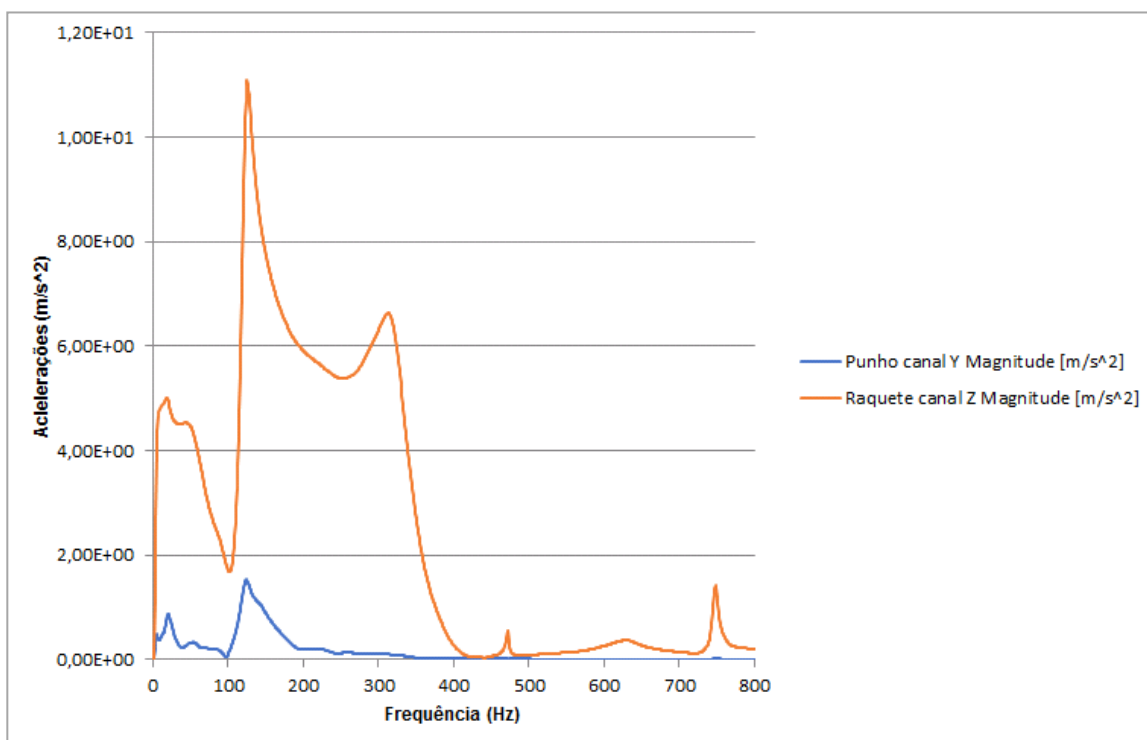
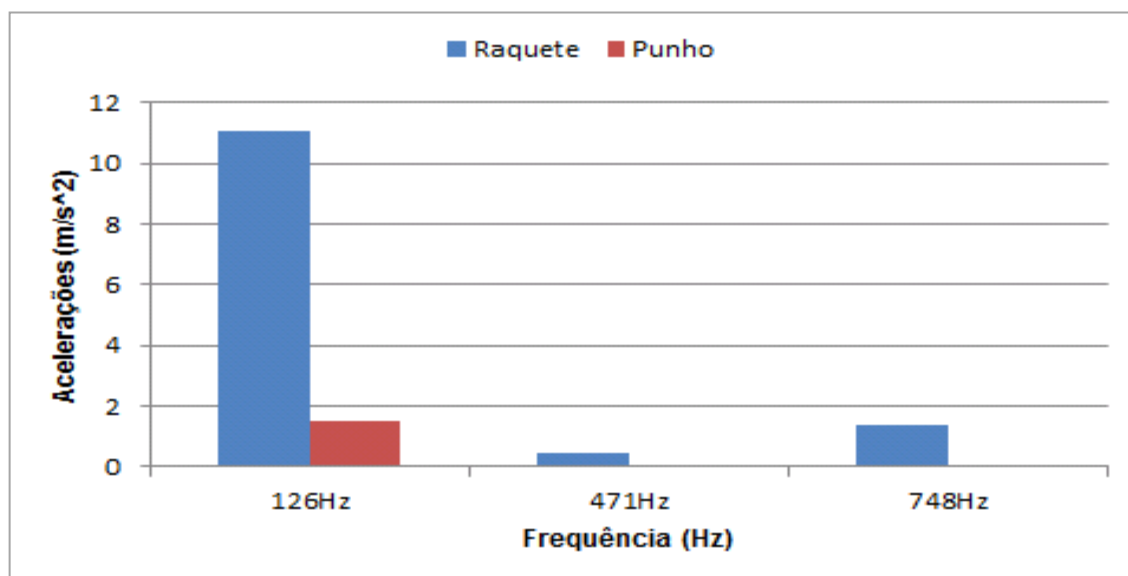


Gráfico 5 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Head Microgel Radical MidPlus*



A visualização dos gráficos 4 e 5 permite verificar que as maiores acelerações geradas na raquete e no punho foram, para a primeira frequência, aos 126Hz, com acelerações geradas de $11,1m/s^2$ e $1,62m/s^2$, respetivamente. Para além disso, enquanto no punho as acelerações foram diminuindo com o aumento das frequências, para a raquete, a segunda frequência, aos 471Hz, registou as acelerações mais baixas, no valor de $0,44m/s^2$.

Gráfico 6 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Tecnifibre Rebound Pro* (1º modelo)

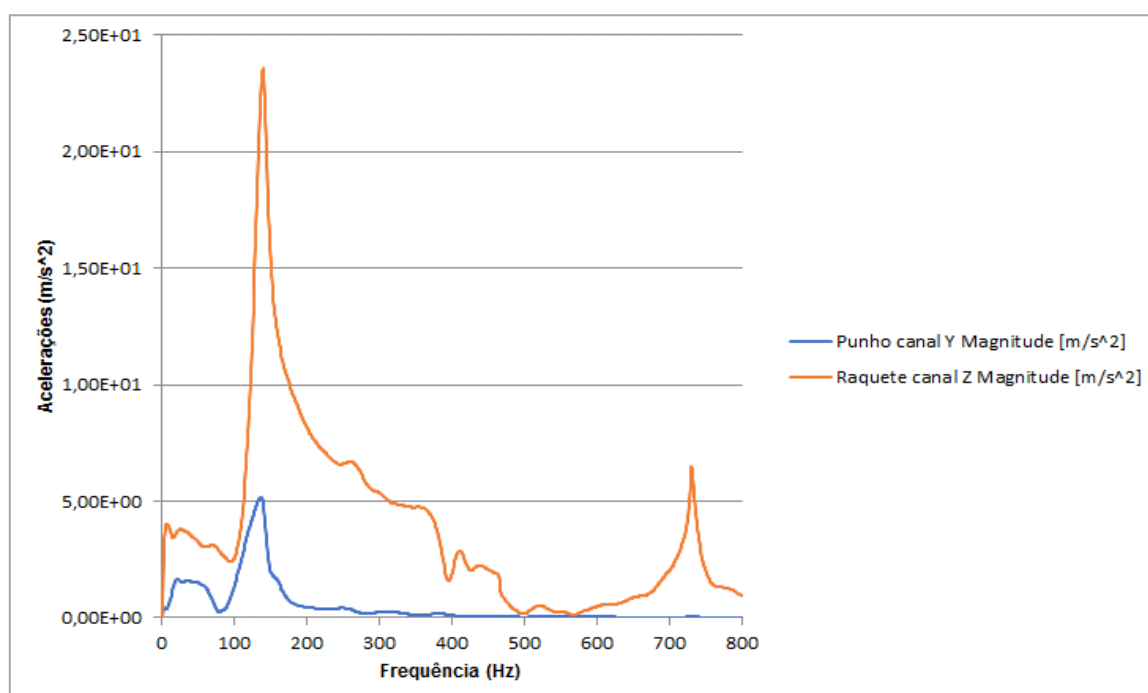
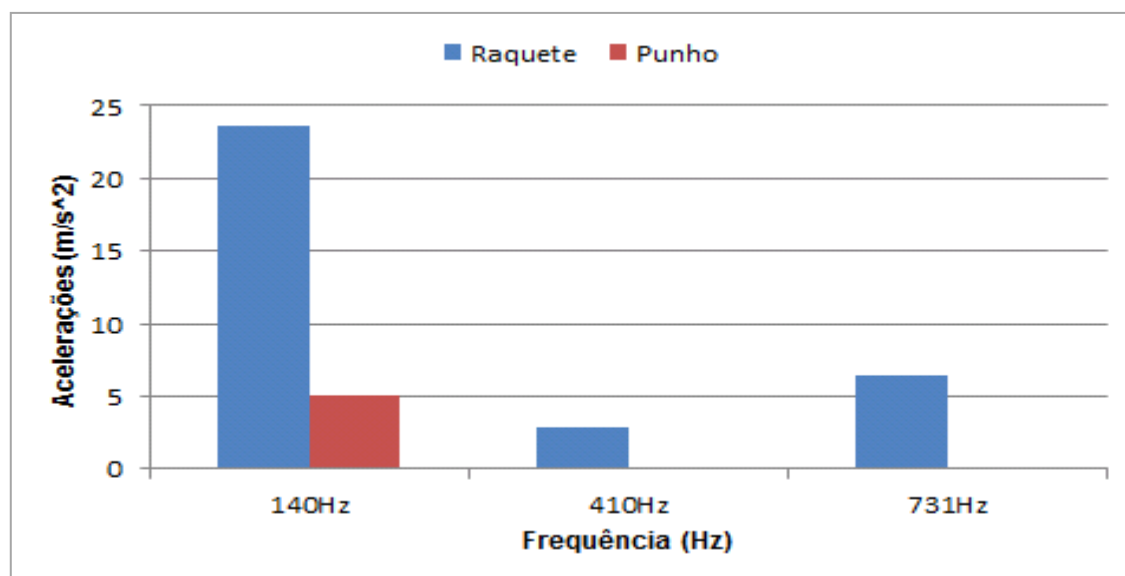


Gráfico 7 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Tecnifibre Rebound Pro* (1º modelo)



Para o modelo *TRP*, as acelerações obtidas para a primeira frequência, aos 140Hz, foram superiores na raquete em comparação com as registadas no punho, com valores de $23,6\text{m/s}^2$ e 5m/s^2 , respetivamente. Por outro lado, tal como no modelo *HMRM*, as acelerações obtidas no punho foram diminuindo à medida que a frequência aumentava.

Gráfico 8 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*

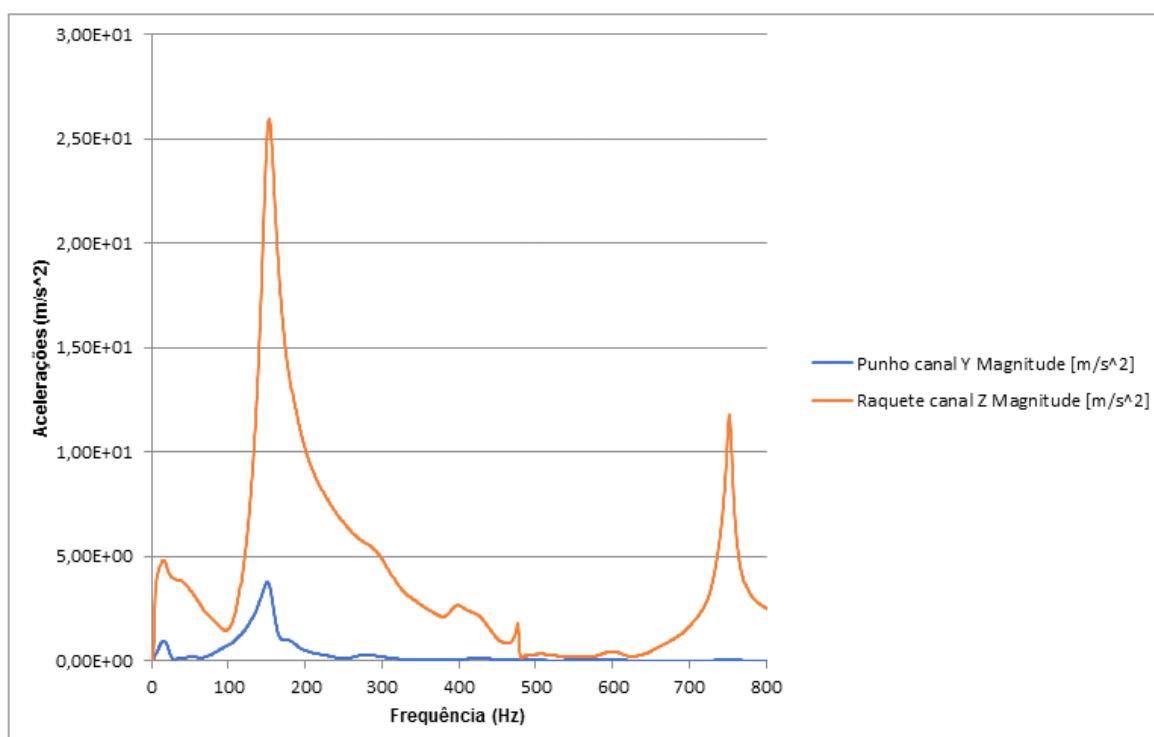
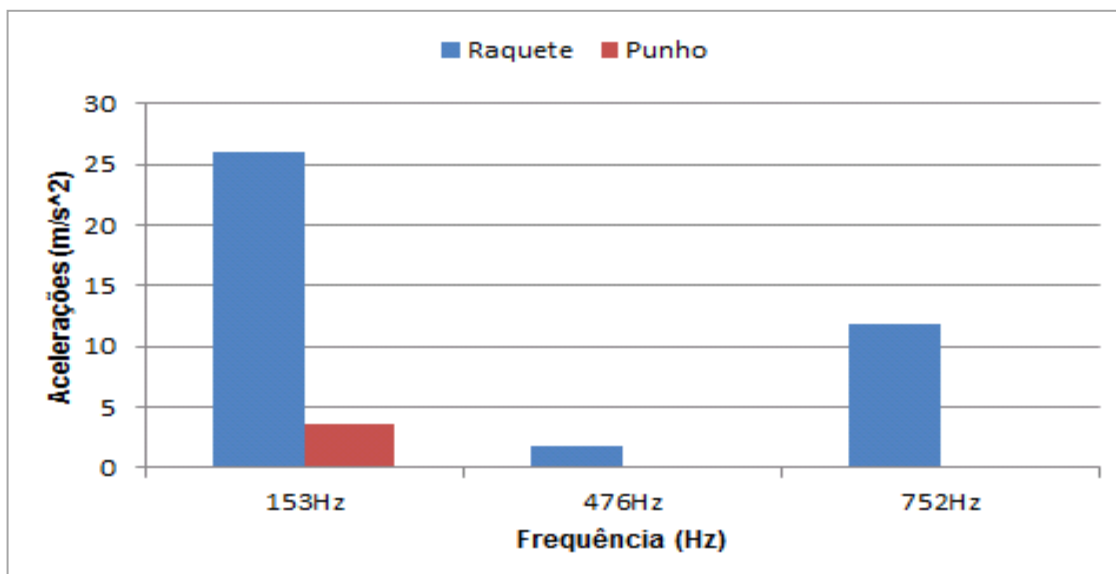


Gráfico 9 - Acelerações obtidas na raquete e no punho para a raquete *Babolat Pure Drive GT 2012*



Como observado na raquete *HMRM*, para o modelo *BPD*, os maiores valores de aceleração registaram-se, na primeira frequência, aos 153Hz, quer na raquete quer no punho, com valores de 26m/s^2 e $3,67\text{m/s}^2$, respetivamente. À semelhança do que foi registado para as restantes raquetes, as acelerações obtidas no punho foram diminuindo à medida que a frequência aumentava.

O quadro 6 apresenta as taxas de amortecimento entre a raquete e o punho.

Quadro 6 - Taxa de amortecimento entre raquete e punho

Raquetes	Frequências (Hz)	Amortecimento	Amortecimento (%)
<i>Head Microgel Radical MidPlus</i>	126	0,137	13,70
	471	0,06	6,16
	748	0,009	0,89
<i>Tecnifibre Rebound Pro</i>	140	0,212	21,29
	410	0,022	2,2
	731	0,007	0,7
<i>Babolat Pure Drive GT 2012</i>	153	0,141	14,1
	476	0,034	3,40
	752	0,004	0,42

Do quadro acima é possível verificar que, para todas as raquetes estudadas, na primeira frequência natural existe uma maior dissipação de energia, traduzida pela maior taxa de amortecimento. Para além disso, estas reduções de vibração foram decrescendo com o aumento de frequência, registando-se também uma diminuição progressiva no que diz respeito à percentagem de amortecimento entre a raquete e o punho.

6. Discussão

Neste capítulo será efectuada uma reflexão crítica relativamente aos resultados obtidos, procedendo-se a uma revisão da literatura existente neste domínio. O objetivo deste estudo centrou-se na investigação do grau de influência da rigidez do quadro da raquete na transmissão de vibrações para o braço do atleta.

Ao analisar-se o Quadro 1, no qual se mostra as propriedades mecânicas das raquetes, observa-se que a data da primeira sintomatologia de *tennis elbow* coincide com o ano de transição, por parte da jogadora, da raquete *Babolat Pure Junior 26*, de rigidez 28Ra, para a *Head Flexpoint Instinct Team*, de rigidez 66Ra. Pode assim equacionar-se a hipótese da rigidez constituir um fator potencial de lesão do cotovelo. Por outro lado, a atleta treinava dez horas semanais nos anos em que a sintomatologia foi mais frequente, indicando que o maior tempo e nível de jogo são igualmente fatores indutores de lesão (Kitai et al., 1986; Gruchow et al., 1979). De salientar que, a partir do momento em que houve uma redução do tempo de treino, as dores não foram tão frequentes.

Na preparação dos ensaios experimentais, a ausência de antivibradores, a mesma tensão nas cordas, o mesmo tamanho do cabo da raquete e a mesma zona de impacto da bola foram consideradas variáveis independentes, de modo a isolar a rigidez do quadro como variável dependente e fator primordial na transmissão de acelerações para o antebraço da jogadora. O momento de inércia não teve relevância para os ensaios, uma vez que as condições de teste foram realizadas com a raquete estacionária e não em movimento.

Num estudo de Ramos et al. (2011), comprovou-se que o uso de acelerómetros é um bom recurso para o estudo das acelerações geradas numa raquete durante as batidas mais usadas no ténis, como o serviço e a batida de direita (Girard et al., 2005; Brabenec, 2000; Johnson et al., 2006), mostrando estes

resultados a sua consistência e boa repetibilidade. São, assim, um bom instrumento para melhor compreensão das lesões do punho e do cotovelo.

Por outro lado, durante a recolha de dados optou-se por utilizar o cotovelo fletido a 90 graus antes do contacto da bola com a raquete, não só para reproduzir uma situação real de jogo, em que o cotovelo raramente está em extensão, mas também para se obter uma maior força de preensão do cabo da raquete. De Smet et al. (1996) corroboram estes factos, mostrando que a força aplicada no cabo da raquete é significativamente menor com o cotovelo lesionado em extensão.

Todas as raquetes mostram ter as primeiras frequências naturais semelhantes (entre os 126Hz e os 153Hz), independentemente das propriedades mecânicas das mesmas, registando as acelerações mais elevadas, quer na raquete quer no punho, comparando com as restantes frequências naturais. De acordo com Brody (1989) e Creveaux et al. (2014), as acelerações geradas abaixo dos 200Hz são as mais lesivas, corroborando o que foi observado no presente estudo.

Em relação às taxas de amortecimento, tal como seria expectável, as forças vão-se dissipando, à medida que as frequências naturais aumentam, traduzindo-se por uma diminuição desta taxa. Por conseguinte, as acelerações geradas no punho foram mais altas para o modelo *Tecnifibre Rebound Pro* (1º modelo), com um valor de 5m/s^2 , contrariamente ao que seria esperado, já que esta apresenta uma maior taxa de amortecimento (21,29%).

Complementarmente, embora nos valores apurados as taxas de amortecimento tenham sido menores para as raquetes *HMRM* e *BPD* (13,70% e 14,1%, respetivamente), os que se registaram no punho para as primeiras frequências naturais correspondentes foram mais baixos ($1,52\text{m/s}^2$ e $3,67\text{m/s}^2$, no alinhamento dos dois modelos).

Os resultados mostram, com clareza, que a raquete com menor rigidez proporciona uma maior redução na transmissão de vibrações entre a raquete e

o punho. Todavia, foi neste modelo que se observaram maiores acelerações no punho, levando a crer ser esta raquete a mais “lesiva”.

No entanto, a raquete com maior rigidez (*BPD*) evidenciou uma menor taxa de amortecimento em relação à *TRP* (14,1%), registrando acelerações menores no punho ($3,67\text{m/s}^2$),

7. Conclusões

O ténis é uma modalidade bastante rica no que diz respeito às componentes biomecânicas envolvidas. No entanto, atendendo à revisão de literatura, a rigidez do quadro da raquete não se encontra bem explorada cientificamente.

De acordo com os resultados encontrados, é possível concluir-se que, quanto maior for o tempo e o nível de jogo, maior a probabilidade de se contrair lesão. As acelerações geradas para a primeira frequência natural de vibração, quer no punho quer na raquete, são as mais lesivas, independentemente das propriedades mecânicas dos modelos testados neste estudo.

Além disso, os valores de aceleração obtidos para a raquete são maiores para a que apresenta maior rigidez (*Babolat Pure Drive GT 2012*) e menores para a raquete *Head Microgel Radical MidPlus*. Os valores de aceleração obtidos no punho foram mais elevados para o modelo *Tecnifibre Rebound Pro* (1º modelo), raquete com menor rigidez, e menores para a *HMRM*.

Por último, uma maior rigidez do quadro da raquete está relacionada com maiores acelerações geradas no momento de impacto. Contudo, embora a *TRP* apresente menores acelerações na raquete e evidencie uma maior dissipação de energia entre a raquete e o punho, é a que demonstra ser mais lesiva para a atleta, já que registou maiores acelerações para esta parte do corpo.

Os resultados do presente estudo vêm enfatizar a necessidade de se realizar mais investigação com o intuito de compreender as implicações da rigidez no sistema musculoesquelético de um tenista. Para além disso, torna-se crucial não só incluir uma análise da atividade muscular elétrica dos músculos envolventes, como também comparar estes fatores com outras zonas de impacto da raquete e diferentes tamanhos do cabo.

Estes dados são uma ferramenta primordial na escolha da raquete mais adequada para determinado jogador, em função do perfil lesional de um atleta.

8. Bibliografia

Abrams, G. D., Renstrom, P. A., & Safran, M. R. (2012). Epidemiology of musculoskeletal injury in the tennis player. *British journal of sports medicine*, 46(7), 492-498.

Alizadehkhayat, O., Fisher, A. C., Kemp, G. J., Vishwanathan, K., & Frostick, S. P. (2007). Upper limb muscle imbalance in tennis elbow: a functional and electromyographic assessment. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(12), 1651-1657.

Allen, T., Haake, S., & Goodwill, S. (2009). Comparison of a finite element model of a tennis racket to experimental data. *Sports engineering*, 12(2), 87-98.

Allen, T., Choppin, S., & Knudson, D. (2016). A review of tennis racket performance parameters. *Sports Engineering*, 19(1), 1-11.

Anderson, M. A., & Rutt, R. A. (1992). The effects of counterforce bracing on forearm and wrist muscle function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(2), 87-91.

Andrew, D. P., Chow, J. W., Knudson, D. V., & Tillman, M. D. (2003). Effect of ball size on player reaction and racket acceleration during the tennis volley. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 102-112.

Andrews, J. R., & Whiteside, J. A. (1993). Common elbow problems in the athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(6), 289-295.

Bahamonde, R. (2005). Review of the biomechanical function of the elbow joint during tennis strokes: review article. *International SportMed Journal*, 6(2), 4263.

Bauer, J. A., & Murray, R. D. (1999). Electromyographic patterns of individuals suffering from lateral tennis elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(4), 245-252.

Bernhang, A. M., Dehner, W., & Fogarty, C. (1974). Tennis elbow A biomechanical approach. *The American Journal of Sports Medicine*, 2(5), 235-260.

Bower, R., & Cross, R. (2003). Player sensitivity to changes in string tension in a tennis racket. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 120-131.

Bower, R., & Cross, R. (2005). String tension effects on tennis ball rebound speed and accuracy during playing conditions. *Journal of sports sciences*, 23(7), 765-771.

Brabenec J. (2000) Why the forehand is a key stroke? *ITF Coaching and Sport Science Review* 21, 11-13.

Brody, H. (1987). Models of tennis racket impacts. *International Journal of sport biomechanics*, 3(3), 293-296.

Brody, H. (1989). Vibration damping of tennis rackets. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5(4), 451-456.

Brody, H., Cross, R., & Lindsey, C. (2002). The physics and technology of tennis, United States Racquet Strings Association.

Bunata, R. E., Brown, D. S., & Capelo, R. (2007). Anatomic factors related to the cause of tennis elbow. *J Bone Joint Surg Am*, 89(9), 1955-1963.

Bylak, J., & Hutchinson, M. R. (1998). Common sports injuries in young tennis players. *Sports medicine*, 26(2), 119-132.

Choppin, S. (2013). An investigation into the power point in tennis. *Sports Engineering*, 16(3), 173-180.

Cohen, M., & Motta Filho, G. D. R. (2012). Epicondilite lateral do cotovelo. *Rev bras ortop*, 47(4).

Cottey, R., Kotze, J., Lammer, H., & Zirngibl, W. (2006). An extended study investigating the effects of tennis rackets with active damping technology on the symptoms of tennis elbow. *The Engineering of Sport* 6, 391-396.

Creveaux, T., Sevez, V., Coste, B., & Rogowski, I. (2014). Methodological contribution to study the vibratory behaviour of tennis rackets following real forehand drive impact. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(sup1), 150-151.

Cross, R. (1997). The dead spot of a tennis racket. *American Journal of Physics*, 65(8), 754-764.

Cross, R. (2001). Customising a tennis racket by adding weights. *Sports Engineering*, 4(1), 1-14.

Cross R, Bower R. (2006). Effects of swing-weight on swing speed and racket power. *J Sports Sci.* ;24(l):23-30. PubMed doi: 10.1080/02640410500127876

Cross, R., & Nathan, A. M. (2009). Performance versus moment of inertia of sporting implements. *Sports Technology*, 2(1-2), 7-15.

De Smedt, T., de Jong, A., Van Leemput, W., Lieven, D., & Van Glabbeek, F. (2007). Lateralepicondylitis in tennis: update on aetiology, biomechanics and treatment. *British Journal of sports medicine*, 41(11), 816-819.

De Smet, L., & Fabry, G. (1996). Grip strength in patients with tennis elbow: influence of elbow position. *Acta Orthop Belg*, 62(1), 26-9.

Ellenbecker, T. S., Pluim, B., Vivier, S., & Sniteman, C. (2009). Common injuries in tennis players: exercises to address muscular imbalances and reduce injury risk. *Strength & Conditioning Journal*, 31(4), 50-58.

Elliott, B. C., Blanksby, B. A., & Ellis, R. (1980). Vibration and rebound velocity characteristics of conventional and oversized tennis rackets. *Research Quarterly for Exercise and sport*, 51(4), 608-615.

Elliott, B. (1982). The influence of tennis racket flexibility and string tension on rebound velocity following a dynamic impact. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53(4), 277-281.

Elliott, B. (2006). Biomechanics and tennis. *British Journal of sports medicine*, 40(5), 392-396.

Eygendaal, D., Rahussen, F. T. G., & Diercks, R. L. (2007). Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology. *British Journal of sports medicine*, 41(11), 820-823.

Fabre, J. B., Martin, V., Borelli, G., Theurel, J., & Grélot, L. (2014). Effects of String Stiffness on Muscle Fatigue After a Simulated Tennis Match. *Journal of applied biomechanics*, 30(3), 401-406.

Friden, J., & Lieber, R. L. (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(5), 521-530.

Girard, O., Micallef, J. P., & Millet, G. P. (2005). Lower-limb activity during the power serve in tennis: effects of performance level. *Med Sci Sports Exerc*, 37(6), 1021-1029.

Groppel, J. L., Shin, I. S., Thomas, J. A., & Welk, G. J. (1987). The effects of string type and tension on impact in mid-sized and oversized tennis racquets. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3(1), 40-46.

Gruchow, H. W., & Pelletier, D. (1979). An epidemiologic study of tennis elbow: incidence, recurrence, and effectiveness of prevention strategies. *The American Journal of Sports Medicine*, 7(4), 234-238.

Hatch, G. F., Pink, M. M., Mohr, K. J., Sethi, P. M., & Jobe, F. W. (2006). The effect of tennis racket grip size on forearm muscle firing patterns. *The American Journal of sports medicine*, 34(12), 1977-1983.

Haake, S., Allen, T., Jones, A., Spurr, J., & Goodwill, S. (2012). Effect of interstring friction on tennis ball rebound. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 226(7), 626-635.

Hach, T., & Renström, P. (2001). Tennis elbow-insertional tendinopathy of the elbow. *Deutsche Zeitschrift fuer Sportmedizin*, 52, 154-161.

Hatze, H. (1976). Forces and duration of impact, and grip tightness during the tennis stroke. *Medicine and Science in sports*, 8(2), 88-95.

Hatze, H. (1992). The effectiveness of grip bands in reducing racquet vibration transfer and slipping. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(2), 226-230.

Hatze, H. (1992a). Objective biomechanical determination of tennis racket properties. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), 275-287.

Hennig, E. M., Rosenbaum, D., & Milani, T. L. (1992). Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(10), 1134-1140.

Herquelot, E., Guéguen, A., Roquelaure, Y., Bodin, J., Sérazin, C., Ha, C.,... & Descatha, A. (2013). Work-related risk factors for incidence of lateral epicondylitis in a large working population. *Scandinavian Journal of work, environment & health*, 578-588.

ITF Tennis History. Consult. 4 Setembro 2017, disponível em <http://www.itftennis.com/about/organisation/history.aspx>

Hume, P. A., Reid, D., & Edwards, T. (2006). Epicondylar injury in sport. *Sports medicine*, 36(2), 151-170.

Johnson, C. D., & McHugh, M. P. (2006). Performance demands of professional male tennis players. *British Journal of sports medicine*, 40(8), 696-699.

Kelley, J. D., Lombardo, S. J., Pink, M., Perry, J., & Giangarra, C. E. (1994). Electromyographic and cinematographic analysis of elbow function in tennis players with lateral epicondylitis. *The American Journal of sports medicine*, 22(3), 359-363.

- King, M. A., Glynn, J. A., & Mitchell, S. R. (2011). Subject-specific computer simulation model for determining elbow loading in one-handed tennis backhand groundstrokes. *Sports Biomechanics*, 10(4), 391-406.
- King, M. A., Kentel, B. B., & Mitchell, S. R. (2012). The effects of ball impact location and grip tightness on the arm, racquet and ball for one-handed tennis backhand groundstrokes. *Journal of biomechanics*, 45(6), 1048-1052.
- Kitai, E., Itay, S., Ruder, A., Engel, J., & Modan, M. (1986, January). An epidemiological study of lateral epicondylitis (tennis elbow) in amateur male players. In *Annales de Chirurgie de la Main* (Vol. 5, No. 2, pp. 113-121). Elsevier Masson.
- Knudson, D. V., & White, S. C. (1989). Forces on the hand in the tennis forehand drive: application of force sensing resistors. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5(3), 324-331.
- Knudson, D. V. (1991). Forces on the hand in the tennis one-handed backhand. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(3), 282-292.
- Knudson, D. (1991a). Factors affecting force loading on the hand in the tennis forehand. *J Sports Med Phys Fitness*, 31, 527-531.
- Knudson, D. (1993). Effect of string tension and impact location on ball rebound accuracy in static tennis impacts. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(2), 143-148.
- Knudson, D., & Blackwell, J. (1997). Upper extremity angular kinematics of the one-handed backhand drive in tennis players with and without tennis elbow. *International Journal of sports medicine*, 18(02), 79-82.
- Knudson, D. V. (2004). Biomechanical studies on the mechanism of tennis elbow. *The engineering of sport*, 1(5), 135-141.
- Kovacs, M. S. (2006). Applied physiology of tennis performance. *British journal of sports medicine*, 40(5), 381-386.

- Kovacs, M. S. (2007). Tennis physiology. *Sports Medicine*, 37(3), 189-198.
- Li, F. X., Fewtrell, D., & Jenkins, M. (2004). String vibration dampers do not reduce racket frame vibration transfer to the forearm. *Journal of sports sciences*, 22(11-12), 1041-1052.
- Li, L., Yang, S. H., Hwang, C. S., & Kim, Y. S. (2009). Effects of string tension and impact location on tennis playing. *Journal of mechanical. science and technology*, 23(11), 2990-2997.
- Ljung, B. O., Lieber, R. L., & Friden, J. (1999). Wrist extensor muscle pathology in lateral epicondylitis. *Journal of Hand Surgery*, 24(2), 177-183.
- Lucado, A. M., Kolber, M. J., Cheng, M. S., & Echternach, J. L. (2010). Subacromial impingement syndrome and lateral epicondylalgia in tennis players. *Physical therapy reviews*, 15(2), 55-61.
- Maffulli, N., Baxter-Jones, A. D. G., & Grieve, A. (2005). Long term sport involvement and sport injury rate in elite young athletes. *Archives of disease in childhood*, 90(5), 525-527.
- Miller, S. (2006). Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *British Journal of sports medicine*, 40(5), 401-405.
- Miller, M. D., & Thompson, S. R. (2009). *DeLee and Drez's Orthopaedic Sports Medicine: 2-Volume Set*. Elsevier Health Sciences.
- Mitchell, S. R., Jones, R., & King, M. (2000). Head speed vs. racket inertia in the tennis serve. *Sports Engineering*, 3(2), 99-110.
- Overney, L. S., Michaud, V., Fischer, C., Heubi, J., Veldhuis, L., Blanke, O., & Månson, J. A. (2010). Carbon outclasses wood in racket paddles: Ratings of expert and intermediate tennis players. *Journal of sports sciences*, 28(13), 1451-1458.
- Perkins, R. H., & Davis, D. (2006). Musculoskeletal injuries in tennis. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 17(3), 609-631.

Pluim, B. M., Staal, J. B., Windler, G. E., & Jayanthi, N. (2006). Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of sports medicine*, 40(5), 415-423.

Ramos, N. V., Vaz, M. A., & Lopes, H. (2010). Estudo do comportamento dinâmico de uma raquete de ténis. In 8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental-CNME2010 (pp. 243-245). Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões.

Ramos, N. V., Vaz, M. A., & Lopes, H. (2011). Caracterização das acelerações 3D numa raquete de ténis durante as diversas batidas. In 4º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA (pp. 711-713). Sociedade Portuguesa de Biomecânica.

Reid, M., & Elliott, B. (2002). Tennis: The one-and two-handed backhands in tennis. *Sports Biomechanics*, 1(1), 47-68.

Reid, M., & Schneiker, K. (2008). Strength and conditioning in tennis: current research and practice. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(3), 248-256.

Riek, S., Chapman, A. E., & Milner, T. (1999). A simulation of muscle force and internal kinematics of extensor carpi radialis brevis during backhand tennis stroke: implications for injury. *Clinical Biomechanics*, 14(7), 477-483.

Rogowski, I., Creveaux, T., Faucon, A., Rota, S., Champely, S., Guillot, A., & Hautier, C. (2009). Relationship between muscle coordination and racket mass during forehand drive in tennis. *European journal of applied physiology*, 107(3), 289-298.

Rogowski, I., Rouffet, D., Lambalot, F., Brosseau, O., & Hautier, C. (2011). Trunk and upper limb muscle activation during flat and topspin forehand drives in young tennis players. *Journal of applied biomechanics*, 27(1), 15-21.

Rossi, J., Vigouroux, L., Barla, C., & Berton, E. (2014). Potential effects of racket grip size on lateral epicondylalgia risks. *Scandinavian Journal of medicine & science in sports*, 24(6), e462-470.

Sadeghzadeh, M. (2015). EMG Changes of the Forearm Extensor Muscles at Different Forearm Postures.

Shiri, R., Viikari-Juntura, E., Varonen, H., & Heliövaara, M. (2006). Prevalence and determinants of lateral and medial. epicondylitis: a population study. *American Journal of epidemiology*, 164(11), 1065-1074.

Stonecipher, D. R., & Catlin, P. A. (1984). The effect of a forearm strap on wrist extensor strength. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 6(3), 184-189.

Stroede, C. L., Noble, L., & Walker, H. S. (1999). The effect of tennis racket string vibration dampers on racket handle vibrations and discomfort following impacts. *Journal of sports sciences*, 17(5), 379-385.

Timme, N., & Morrison, A. (2009). The mode shapes of a tennis racket and the effects of vibration dampers on those mode shapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(6), 3650-3656.

Vicenzino, B. (2003). Lateral epicondylalgia: a musculoskeletal. physiotherapy perspective. *Manual therapy*, 8(2), 66-79.

Wadsworth, T. G. (1987). Tennis elbow: conservative, surgical, and manipulative treatment. *British medical Journal (Clinical research ed.)*, 294(6572), 621.

Wadsworth, C. T., Nielsen, D. H., Burns, L. T., Krull, J. D., & Thompson, C. G. (1989). Effect of the counterforce armband on wrist extension and grip strength and pain in subjects with tennis elbow. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(5), 192-197.

Walker-Bone, K. E., Palmer, K. T., Reading, I., & Cooper, C. (2003, December). Criteria for assessing pain and nonarticular soft-tissue rheumatic disorders of the neck and upper limb. In *Seminars in arthritis and rheumatism* (Vol. 33, No. 3, pp. 168-184). WB Saunders.

Walther, M., Kirschner, S., Koenig, A., Barthel, T., & Gohlke, F. (2002). Biomechanical evaluation of braces used for the treatment of epicondylitis. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(3), 265-270.

Wuori, J. L., Overend, T. J., Kramer, J. F., & MacDermid, J. (1998). Strength and pain measures associated with lateral epicondylitis bracing. *Archives of Physical medicine and rehabilitation*, 79(7), 832-837.